

EXTRACTED ENGLISH TRANSLATION

A method in which an ultrasonic transducer is mechanically moved has been conventionally used to form an 5 ultrasonic image (more specifically, a cross-sectional image). This method has a number of disadvantages. When the transducer is manually moved, a scanning process is extremely lengthy and dependent on the skill of an operator. When the transducer is moved by a motor, a relatively heavy water tank 10 is usually required. Moreover, extra distance of movement within the water tank results in a reduction in maximum possible image frequency.

To eliminate these disadvantages, an ultrasonic image forming system including electronic scanning has been 15 developed. In this method, an ultrasonic beam is temporally and linearly shifted.

In a known ultrasonic image forming system (U.S. Patent No. 3,881,466) such as that described above, a transducer device creates an unfocused ultrasonic beam. Lateral 20 resolution is determined by the width of a transducer element. In the known system, there is a limit to improvement in the lateral resolution made through reduction of the width of the transducer element. The limit is set by the minimum width of the ultrasonic beam. A cross-sectional image created by 25 the known system is relatively clear. However, in practice,

higher lateral resolution is desired for many applications.

A type of method to which the present invention described in the opening is related is known through U.S. Patent No. 3,919,683. A disadvantage of the method disclosed in the patent is that the beam width cannot be substantially narrowed over an entire test depth. Therefore, the method is insufficient in terms of significant reduction in beam width and, therefore, for many applications (particularly medical diagnosis) in which improvement in lateral resolution over the entire test depth is desired.

In a far-field area, it is known that reduction of sidelobes in an ultrasonic field generated by an elongated array of transducer elements can be achieved through use of amplitude-weighting of transmitter signals supplied to the transducer elements. However, it is also known that amplitude-weighting such as this increases the width of a main beam in the ultrasonic field in the far-field area. Refer to pages 153 to 159 of "Electronic Sector Scanning for Ultrasonic Diagnosis" by J.C. Somer in the July 1968 issue of Ultrasonics.

A known method of achieving high lateral resolution over the entire test depth is so-called dynamic focusing performed using a transducer element array (refer to U.S. Patent No. 3,090,030). In this type of focusing, delay that is variable with time is provided between transmitter signals

supplied to the transducer elements. As a result, a focusing position can be temporally changed over the test depth, along a main axis of the beam. A significant disadvantage of this known method is that a relatively complicated and, thus, 5 expensive electronic circuit is required.

Therefore, an object of the present invention is to provide a method and a system that can, using a minimum number of devices, provide a relatively high and favorable lateral resolution over an entire test depth for medical diagnostic 10 purposes.

In the method of the present invention:

- (a) a transmitted ultrasonic beam and (or) corresponding reception characteristics are focused on a focal line on a scanning surface through time shifts given 15 to transmitter signals and (or) echo signals;
- (b) the transmitted ultrasonic beam and (or) corresponding reception characteristics are also focused on a focal line on a surface perpendicular to the scanning surface; and
- 20 (c) an amplitude of each transmitter signal and (or) echo signal is weighted by a weighting coefficient that is determined by a function for the distance between a transducer element and the center of a transducer element group and, regarding a signal transmitted from or supplied 25 to a transducer element within the transducer element group,

a weighting coefficient greater than that of a signal transmitted from and received by a transducer element outside of the transducer element group.

The present invention is related to a cross-sectional image forming system. The cross-sectional image generating system includes a timing generator, a transducer device, a transducer element selecting device, a transmitter signal generating transmitter device, and an echo signal receiver device. The timing generator generates a pulsed, electric timing signal. The transducer device is formed by adjacent fixed arrays of transducer elements. The transducer device substantially transmits an ultrasonic beam into a scanning surface and into a foreign body in response to a pulsed transmitter signal extracted from the timing signal, receives a reflected echo from a discontinuous section within the body, and generates an electric echo signal in response to the received reflected echo. The transducer element selecting device is connected to the timing generator, the transducer device, and a display device. The transducer element selecting device successively and periodically selects a plurality of transducer element groups formed by adjacent transducer elements in the transducer device. The transducer element selecting device supplies the transducer elements within the selected transducer element groups with the transmitter signals. The transducer element transmits

the echo signals generated by the transducer elements to the display device to convert the echo signals into a visible image indicating a cross-sectional structure of the foreign body. The transmitter signal generating transmitter device
5 is inserted between the timing generator and the transducer element selecting device. The transmitter signal generating transmitter device extracts mutually time-shifted transmitter signals from the timing signal generated by the timing generator, for the transducer
10 elements within the selected transducer element groups. The echo signal receiver device is inserted between the transducer element selecting device and the display device. The echo signal receiver device creates a relative time shift between the echo signals created by the transducer elements.
15 In the cross-sectional image forming system, a temporal position of the time-shifted transmitter signals and (or) echo signals is determined by a function for the distance between a transducer element and the center of a transducer element group in a manner in which the signal transmitted
20 from or supplied to the transducer element that is far from a center section of a selected transducer element group has phase advance in relation to the signal transmitted from or supplied to the transducer element in the center section. In the cross-sectional image forming system, (a) the time
25 shift is selected such that the transmitted ultrasonic beam

and (or) reception characteristics focus on a focal line on a scanning surface, (b) the shape of the transducer device or the structure of the transducer device when the time-shifted transmitter signals and (or) echo signals are combined is such that the transmitted ultrasonic beam and (or) the corresponding reception characteristics are also focused on a focal line on a surface perpendicular to the scanning surface, and (c) the transmitter device and (or) the receiver device include a means for weighting the transmitter signal and (or) the echo signal with a weighting coefficient that is determined by a function for the distance between a transducer element and the center of a transducer element group and, regarding the signal transmitted from or supplied to a transducer element within the transducer element group, a weighting coefficient greater than that of the signal transmitted from or supplied to the transducer element outside the transducer element group.

Technical effects achieved by the method and the system of the present invention is that an ultrasonic image having a relatively high and favorable lateral resolution for medical diagnostic purposes can be obtained over the entire test depth, with a minimum number of devices (therefore, at a relatively low cost).

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A)

昭59—131338

⑫ Int. Cl.³
A 61 B 10/00
G 01 S 15/89

識別記号
104

厅内整理番号
6530—4C
6628—5J

⑬ 公開 昭和59年(1984)7月28日
発明の数 2
審査請求 有

(全 14 頁)

⑭ 超音波像形成方法およびシステム

⑮ 特 願 昭58—239974

⑯ 出 願 昭51(1976)11月30日

優先権主張 ⑰ 1975年12月1日 ⑱ スイス(C)
H) ⑲ 15555/75

⑳ 特 願 昭51—143941の分割

㉑ 発明者 クリストフ・ベネディクト・ブルツクハルト
スイス国ムツテンツ・レブガッセ14

㉒ 発明者 ピエール・アンドレ・グランド
シャンプ
スイス国ミュンヘンシュタイン

・ローグシュトラーセ26

㉓ 発明者 ハインツ・ホフマン
ドイツ連邦共和国グレンツアッヒ・シユロスガッセ55

㉔ 発明者 ライナー・フェール
スイス国ライナツヒ・リングシユトラーセ2

㉕ 出願人 エフ、ホフマン、ラ、ロシュ、
ウント、コンパニー、アクチエンゲゼルシヤフト
スイス国バーゼル・ダレンツアヒエルシュトラーセ124-184

㉖ 代理人 弁理士 浅村皓 外2名

明細書

1. 発明の名称

超音波像形成方法およびシステム

2. 特許請求の範囲

(1) 互いに隣接したトランジューサ素子の固定配列体から成るトランジューサ装置において隣接したトランジューサ素子で構成される複数のトランジューサ素子群を順次周期的に選択して、トランジューサ素子に印加するパルス状の電気的トランスマッタ信号に応答して超音波ビームを作り出してこれを実質上走査面内で異質物体中に送信しあつて該物体中の不連続部から反射されてくるエコーを受信してこれに応答して電気的エコー信号を発生させるようになつていて、かつ、選択されたトランジューサ素子群中のトランジューサ素子に印加する前記トランスマッタ信号および(あるいは)トランジューサ素子により与えられる前記エコー信号には、該トランジューサ素子群の中央部から遠い距離にあるトランジューサ素子についての信号が中央部にあるトランジ

シユーサ素子についての信号に対して位相進みを有する形でトランジューサ素子とトランジューサ素子群の中心との間の距離の関数として互いに時間シフトを与えられるような、断面像作成方法であつて、(a) 上記時間シフトによつて送信超音波ビームおよび(あるいは)対応する受信特性を走査面内で焦線に集束させること、(b) 送信超音波ビームおよび(あるいは)対応する受信特性を走査面に直角な面においても前記焦線に集束させること、および(c) 各トランスマッタ信号および(あるいは)エコー信号の振幅に、トランジューサ素子とトランジューサ素子群の中心との間の距離の関数により決定される重みづけ係数であつてトランジューサ素子群中の内側にあるトランジューサ素子についての信号に対しては外側にあるトランジューサ素子についての信号に対するものより大きい重みづけ係数で、重みづけを与えることを含むことを特徴とする方法。

(2) パルス状の電気的タイミング信号を発生するタイミング発生器と、互いに隣接したトランジ

ユーザ素子の固定配列体から成つていて前記タイミング信号から取り出されるパルス状のトランスマッタ信号に応答じて超音波ビームを実質上走査面内で異質物体中に送信しつつ該物体中の不連続部からの反射エコーを受信してこれに応答して電気的エコー信号を作るトランスマッタ装置と、前記タイミング発生器および前記トランスマッタ装置ならびに表示装置に接続されていて前記トランスマッタ装置における隣接したトランスマッタ素子で構成される複数のトランスマッタ素子群を順次周期的に選択して前記トランスマッタ信号を選択したトランスマッタ素子群中のトランスマッタ素子に印加しつつこれらトランスマッタ素子により作られる前記エコー信号を異質物体の断面構造を表わす可視像に変換するため前記表示装置に送るトランスマッタ素子選択装置と、前記タイミング発生器と前記トランスマッタ素子選択装置との間に挿入されていて選択されたトランスマッタ素子群中のトランスマッタ素子のために互いに時間シフトされたトラン

ミッタ信号を前記タイミング発生器により発生される前記タイミング信号から取り出すトランスマッタ信号発生トランスマッタ装置と、前記トランスマッタ素子選択装置と前記表示装置との間に挿入されていてトランスマッタ装置により作られる前記エコー信号間に相対的な時間シフトを作り出すエコー信号レシーバ装置とを備えていて、時間シフトされたトランスマッタ信号および（あるいは）エコー信号の時間的位置は選択されたトランスマッタ素子群の中央部から遠い距離にあるトランスマッタ素子についての信号が中央部にあるトランスマッタ素子についての信号に対して位相進みを有する形でトランスマッタ素子とトランスマッタ素子群の中心との間の距離の関数で決定されている断面像作成システムであつて、(a) 上記時間シフトは送信超音波ビームおよび（あるいは）受信特性が走査面内で焦線に集束されるように選ばれており、(b) 前記トランスマッタ装置の形状ないしは時間シフトされたトランスマッタ信号および（あるいは）エコー信号との

組合せでの前記トランスマッタ装置の構造が送信超音波ビームおよび（あるいは）対応する受信特性を走査面に直角な面においても前記焦線に集束させるようになつております、さらに、(c) 前記トランスマッタ装置および（あるいは）前記レシーバ装置は、トランスマッタ信号および（あるいは）エコー信号を、トランスマッタ素子とトランスマッタ素子群の中心との間の距離の関数により決定される重みづけ係数であつてトランスマッタ素子群中の内側にあるトランスマッタ素子についての信号に対しては外側にあるトランスマッタ素子についての信号に対するものより大きい重みづけ係数で、重みづけする手段を含んでいることを特徴とするシステム。

(3) 特許請求の範囲第2項記載において、時間シフトされたトランスマッタ信号および（あるいは）エコー信号の位相角がトランスマッタ素子のトランスマッタ素子群の中心からの距離に比例して直線的にステップ状に増加することを特徴とするシステム。

- (4) 特許請求の範囲第2項記載において、時間シフトされたトランスマッタ信号および（あるいは）エコー信号の位相角がトランスマッタ素子とトランスマッタ素子群の中心との間の距離と共にほどく双曲線関数的にステップ状に増加することを特徴とするシステム。
- (5) 特許請求の範囲第2項記載において、時間シフトされたトランスマッタ信号および（あるいは）エコー信号の位相角がトランスマッタ素子とトランスマッタ素子群の中心との間の距離と共にステップ状に増加し、その増加がトランスマッタ素子群の中央付近で2次曲線であり端部で直線状であることを特徴とするシステム。
- (6) 特許請求の範囲第2項記載において、前記トランスマッタ装置の放射表面が横断面においてほどくV字型のラインになつてることを特徴とするシステム。
- (7) 特許請求の範囲第6項記載において、前記V字型ラインが2個の直線セグメントでできていることを特徴とするシステム。

(8) 特許請求の範囲第6項記載において、前記V字型ラインがほど双曲線的であることを特徴とするシステム。

(9) 特許請求の範囲第2項記載において、トランジューサ素子が素子の長手軸に沿つて上部、中央部および下部にセグメント区分されており、トランジューサ素子群中の外側の素子の上部と下部は送信、受信どちらにも用いられず、内側の素子の上部と下部に対するトランスマッタ信号は少なくともより小さい振幅を有しているか中央部に対するトランスマッタ信号にくらべて位相シフトされていることを特徴とするシステム。

(10) 特許請求の範囲第2項記載において、隣接トランジューサ素子に対するトランスマッタ信号間の時間シフトおよび(あるいは)エコー信号間の時間シフトが各トランスマッタ信号あるいはエコー信号に含まれる高周波搬送波の位相シフトに対応しており、その位相シフトの絶対値が 30° と 180° の間の領域にあることを特徴とするシステム。

として互いに時間シフトを与えられるような、断面像作成方法に係わる。

本発明はまた、そのような方法を実施するための超音波像作成システムにも係わる。

超音波像(さらに詳細には断面像)を形成するには、従来は超音波トランジューサを機械的に動かす方法が用いられてきた。これにはいくつかの欠点がある。すなわち、トランジューサを手で動かすとすれば、走査過程は非常に長いものとなりまた操作者の熟練度に依存することになる。トランジューサをモータで動かすとすれば、比較的重い水槽を通常必要とする。さらに、水槽中の余分な移動距離が最大可能像周波数を減少させる結果をもたらす。

それらの欠点を除くために、電子的走査を組入れた超音波像形成システムが開発してきた。この方法では超音波ビームは時間的に直線的にシフトされる。

上述のような既知の超音波像形成システム(米国特許第3,881,466号)においては、トラン

3. 発明の詳細な説明

本発明は、互いに隣接したトランジューサ素子の固定配列体から成るトランジューサ装置において隣接したトランジューサ素子で構成される複数のトランジューサ素子群を順次周期的に選択して、トランジューサ素子に印加するパルス状の電気的トランスマッタ信号に応答して超音波ビームを作り出してこれを実質上走査面内で異質物体中に送信しあつ該物体中の不連続部から反射されてくるエコーを受信してこれに応答して電気的エコー信号を発生させるようになつていて、かつ、選択されたトランジューサ素子群中のトランジューサ素子に印加する前記トランスマッタ信号および(あるいは)トランジューサ素子により与えられる前記エコー信号には、該トランジューサ素子群の中央部から遠い距離にあるトランジューサ素子についての信号が中央部にあるトランジューサ素子についての信号に対して位相進みを有する形でトランジューサ素子とトランジューサ素子群の中心との間の距離の関数

スジューサ装置は非集束超音波ビームを作成し、横方向の分解能はトランジューサ素子の幅によって決定される。この既知のシステムにおいては、トランジューサ素子の幅を減少させていつても向上できる横方向の分解能には超音波ビームの最小幅によつて設定される限界がある。この既知のシステムで得られる断面像は比較的はつきりしているが、それでも実際上より高い横方向分解能が望まれる応用例が数多くある。

冒頭に述べた本発明が係わる種類の方法は、米国特許第3,919,683号により知られている。該特許に開示の方法の欠点は、ビーム幅を全被検査深さにわたつて実質上狭くできないという点である。そのため、ビーム幅の大幅な減少、したがつて、全被検査深さにわたつた横方向分解能の向上が望まれる多くの応用(特に医学診断)に対しても、この方法は満足なものではない。

また、遼視野領域ではトランジューサ素子の細長い配列体で発生される超音波場のサイド・ローブの減少がトランジューサ素子に印加される

トランスマッタ信号の振幅重みづけを利用して得られること、しかし、このような振幅重みづけは遠視野領域での超音波場の主ビームの幅を増加させてしまうことが知られている。1968年の7月号のUltrasonicsの第153-159頁のJ.C.Somerによる「医学診断のための電子的扇状走査(Electronic sector scanning for ultrasonic diagnosis)」参照。

全被検査深さにわたり高い横方向分解能を得るための知られた方法は、トランスマッタ素子の配列体を用いて実施されるいわゆるダイナミック集束である(米国特許第3,090,030号参照)。この種類の集束においては、トランスマッタ素子に印加されるトランスマッタ信号間に時間とともに可変の遅延を与えることによって、集束の位置が、被検査深さにわたりビームの主軸に沿つて時間的に変えられる。この知られた方法の重要な欠点は、比較的複雑でそのため高価な電子回路が必要であるという点である。

従つて、本発明の目的は、最少の装置でもつて、

含むことを特徴とする。

本発明はまた、パルス状の電気的タイミング信号を発生するタイミング発生器と、互いに隣接したトランスマッタ素子の固定配列体から成つていて前記タイミング信号から取り出されるパルス状のトランスマッタ信号に応答して超音波ビームを実質上走査面内で異質物体中に送信しつつ該物体中の不連続部からの反射エコーを受信してこれに応答して電気的エコー信号を作るトランスマッタ装置と、前記タイミング発生器および前記トランスマッタ装置ならびに表示装置に接続されていて前記トランスマッタ装置における隣接したトランスマッタ素子で構成される複数のトランスマッタ素子群を順次周期的に選択して前記トランスマッタ信号を選択したトランスマッタ素子群中のトランスマッタ素子に印加しつつこれらトランスマッタ素子により作られる前記エコー信号を異質物体の断面構造を表わす可視像に変換するため前記表示装置に送るトランスマッタ素子選択装置と、前記タイミング発生器と前記

医学診断のために比較的高くて好都合な横方向分解能を全被検査深さにわたつて与えることのできる方法およびシステムを提供することである。

本発明による方法は、

(a) トランスマッタ信号および(あるいは)エコー信号に与えられる時間シフトによつて送信超音波ビームおよび(あるいは)対応する受信特性を走査面内で焦線に集束させること、

(b) 送信超音波ビームおよび(あるいは)対応する受信特性を走査面に直角な面においても前記焦線に集束させること、および

(c) 各トランスマッタ信号および(あるいは)エコー信号の振幅に、トランスマッタ素子とトランスマッタ素子群の中心との間の距離の関数により決定される重みづけ係数であつてトランスマッタ素子群中の内側にあるトランスマッタ素子についての信号に対しては外側にあるトランスマッタ素子についての信号に対するものより大きい重みづけ係数で、重みづけを与えることを

トランスマッタ素子選択装置との間に挿入されていて選択されたトランスマッタ素子群中のトランスマッタ素子のために互いに時間シフトされたトランスマッタ信号を前記タイミング発生器により発生される前記タイミング信号から取り出すトランスマッタ信号発生トランスマッタ装置と、前記トランスマッタ素子選択装置と前記表示装置との間に挿入されていてトランスマッタ素子により作られる前記エコー信号間に相対的な時間シフトを作り出すエコー信号レシーバ装置とを備えていて、時間シフトされたトランスマッタ信号および(あるいは)エコー信号の時間的位置は選択されたトランスマッタ素子群の中央部から遠い距離にあるトランスマッタ素子についての信号が中央部にあるトランスマッタ素子についての信号に対して位相差を有する形でトランスマッタ素子とトランスマッタ素子群の中心との間の距離の関数で決定されている断面像作成システムに関しており、その特徴とするところは、(a)上記時間シフトは送信超音波ビームおよび(ある

いは)受信特性が走査面内で焦線に集束されるように選ばれており、(b)前記トランスマッタ装置の形状ないしは時間シフトされたトランスマッタ信号および(あるいは)エコー信号との組合せでの前記トランスマッタ装置の構造が送信超音波ビームおよび(あるいは)対応する受信特性を走査面に直角な面においても前記焦線に集束させるようになつておる、さらに、(c)前記トランスマッタ装置および(あるいは)前記レシーバ装置は、トランスマッタ信号および(あるいは)エコー信号を、トランスマッタ素子とトランスマッタ素子群の中心との間の距離の関数により決定される重みづけ係数であつてトランスマッタ素子群中の内側にあるトランスマッタ素子についての信号に対しては外側にあるトランスマッタ素子についての信号に対するものより大きい重みづけ係数で、重みづけする手段を含んでいることである。

本発明による方法およびシステムによつて達成される技術的效果は、医学診断の目的のために比

較的高くて好都合な横方向分解能をもつた超音波像が最少の装置でもつて(したがつて比較的低価で)しかも全被検査深さにわたつて得られることである。

以下、本発明のいくつかの実施例を添付図面を参照しながら説明する。

第1図に示されたように、既知の超音波像形成システム(米国特許第3,881,466号)のトランスマッタ装置11は隣接したトランスマッタ素子12の細長い固定配列体を含んでいる。A個の隣接した素子12の群が順次励起されてパルスを発生する。A個の素子の引続く各群の位置は直前の群の位置からB個の素子分の縦方向の距離だけシフトされる。このようにして、超音波ビーム13は、等しい時間間隔をあけての各時点におけるビーム13の位置を示す一連の点鎖線の長方形14で示されているように、矢印Lの方向に移動する。トランスマッタ群中のA個の素子はパルスを発するとき同時に全てが励起されるので、ここに示された既知のトランスマッタ装置11

は非集束超音波ビーム13を発生することが注意されるべきである。第1図の超音波ビームの非集束放射特性22が第2図に示されている。

第1図には3つの矢印R、L、Sで直交座標系が定義されている。矢印Lはトランスマッタ装置11の放射表面の長手方向軸に沿つてゐる。矢印Sは超音波ビーム13の主軸方向に平行である。矢印Rは矢印LとSで定められた平面上に直角である。添付図面に示された断面図や正面図の位置はこの座標系によつて定められてゐる。

第3図は本発明に従う方法を実施するためのトランスマッタ38の好ましい構成を部分的に断面を含んで示している。構成体38は、アースされた完全な電極36および放射表面として用いられる1つの表面37を含んでいる。構成体38はまた、第4図の裏面図に示されたように、圧電層35および電極セグメント31-34を含んでゐる。

構成体38に関する上述の説明から、本発明によるトランスマッタ素子が圧電層35や完全な

電極36のような共通した部品を持つことができることは明らかである。本発明に従う構成体38は、単に一方の側面に電極セグメントを設け、そこに時間シフトされたトランスマッタ信号を供給してそこからエコー信号を得ることによつて作動させることができる。このように、各電極セグメントが本発明に従うトランスマッタ素子を定める。

本発明によつて得られる効果すなわち高い横方向分解能は、主にトランスマッタ装置の作動の新規な機構によるものである。このことをまず第2図、第4図、第5図を参照して詳細に説明する。

第4図は本発明に従うトランスマッタ群21の電極セグメント31-34を示している。本発明に従つて超音波ビームを発生させるために、第5図に示されたように互いに時間シフトされたトランスマッタ信号41、42が電極セグメント31-34へ与えられる。外側のセグメント31、34に対するトランスマッタ信号は位相進みを持つてゐる。このようにして、ゆるく集束された超

音波ビーム23が作成される(第2図)。

本発明の好ましい実施例において、時間シフトはトランスミッタ信号の間のみならずトランジユーサ群の個々の素子に受信されたエコー信号の間にも作り出される。第4図に示したトランジユーサ群21は送信と受信のために4個の素子を有しており、外側の素子の送信された信号と時間シフトされたエコー信号は 90° の位相進みを持っている。本発明に従えば、位相進みは高周波数の搬送信号(例えば2MHz)の周期(360°)に対して定められる。搬送信号は引続く群の電極セグメントへ例えば繰返し周波数2kHzのパルス状で適当な位相角で供給される。

本発明に従うトランジユーサ群21の効果は以下の(1)-(3)の事項によつて改良することができる。

(1) 群の外側の素子に対する位相進みの組合せをトランスミッタ信号約 90° 、エコー信号約 45° あるいはトランスミッタ信号約 45° 、エコー信号約 90° と選ぶのが有利であることがわかつた。ト

ransミッタおよびエコー信号に対する位相進みのこれらの異なる値を用いた結果、本発明に従う放射特性(第2図)は付加的にある深さにわたつて狭くすることができる。

(2) トランスミッタおよびエコー信号に重みづけをするのが有利である。第5図に示したように、内側の電極セグメント32、33にはより大きい振幅 a_0 を持つたトランスミッタ信号が供給される。同様に、内側のセグメントから受信されるエコー信号は外側の素子からのエコー信号よりもより大きい重みづけ係数と相乗される。簡ましくは、トランスミッタ信号とエコー信号の両方に対する重みづけ比は2:1である。

(3) 第1図に示されたQ方向にも、例えばわずかに湾曲した放射表面37を有するトランジユーサ構成体(第6図参照)を用いることによつて、ゆるい集束を作り出すのが有利である。Q方向でのゆるい集束は、第7図に示したような、各電極セグメントをQ方向に3つの部分a、b、cに分割したトランジユーサ構成体を用いて電気的に

作り出すこともできる。第7図に示したように、このセグメントの中で斜線で示した部分だけを用いて送信および受信を行なう。内側の部分32a、33bがトランスミッタ信号41で励起され、残りの能動部分はトランスミッタ信号42で励起される。このようなシステムでは、湾曲した放射表面を有するトランジユーサ構成体の場合よりも電気的により複雑な構成となるが、平坦な放射表面を持つトランジユーサ構成体でよく、より安価になる。

第1図に示された既知のトランジユーサ装置11において、超音波ビーム13は各送信および受信期間の後でトランジユーサ素子12の幅だけ移動できる。しかしながら、各時点で超音波ビームがより小さい距離例えば素子の幅の半分だけ移動できたら、像中のライン数は増加し分解能も高くなる。もちろん、同じ効果は素子の幅を半分にすることによつても得られるが、その場合は素子の数が倍となり、従つて複雑さが増大する。

本発明の好ましい実施例(第8a図、第8b図、第8c図)において、超音波ビームは素子の幅の半

分だけ移動される。その場合トランジユーサの順次選択された群71、72、73は奇数個の素子と偶数個の素子を交互に含むようになる。引続く群はセグメント数を一方の方向で減少させ反対方向で増大させるということで交互に形成される。トランスミッタ信号あるいは時間シフトされたエコー信号の振幅と位相は、超音波ビームの形状がトランジユーサ群の素子の数に依存せずに実質上一様のまゝであるように選ばれる。表Iおよび表IIに示す振幅と位相の関係は例えば4素子と3素子を交互に用いる場合に非常に似たビーム形状を与える。

表 I

(4素子の場合)

		素子			
		3 1	3 2	3 3	3 4
送信	振幅	0.5	1	1	0.5
	位相	90°	0°	0°	90°
受信	振幅	0.5	1	1	0.5
	位相	45°	0°	0°	45°

表

(3 素子の場合)

		素 子		
		3 2	3 3	3 4
送 信	振 幅	1	1	1
	位 相	45°	0°	45°
受 信	振 幅	1	1	1
	位 相	22.5°	0°	22.5°

第1図から第8図に関連して上に説明した実施例は、超音波が強い集束の場合には理想的には一点（焦点）となるようなスポット状に集束するので球面的集束と呼ぶことができる。ただし、第2図と第6図に関連した記載によれば、ゆるい集束だけが起るので、超音波ビームは実際には焦点というのではなくて狭い幅を持つたものとなる。第9図から第13図に関連して以下で説明する本発明の第2の実施例においてはこれとは別のタイプの集束、すなわち焦点ではなく焦線と呼ぶべき様

に沿った集束が行なわれる。このため、後者は非球面的集束と呼ばれる。

本発明の第2の実施例についてまず第9a図、第9b図、第10図に関連して説明する。超音波ビームは、円錐状の波頭を持つた超音波が放射されるならば、かなり長い距離にわたり有効に集束できるということが知られている（スイス国特許第543,313号）。この種の波頭は例えば円錐状の超音波トランジューサによって放射される。本発明に従えば、もし位相角 φ が、トランジューサ素子92-98とトランジューサ群の中心との距離と共に直線的に増大するようできれば、第9a図に示したトランスマッタ信号101-104で第16図の時間シフトされたエコー信号202-208の場合には、円錐状の放射表面に近似できる。第10図は位相角 φ の直線的増加を示している。 θ 方向において放射表面37を第9b図に断面図で示したような形状にすることによつて、反射された超音波の位相角の直線的増加を実現できる。第9a図中の点線107は、このトランス

ジューサ装置の放射表面上で一定位相の位置を示している。簡単のために、この例のようにステップ状に変化する位相の代りに、この図面では上方に向連続的に変化する位相を示している。本例において、一定位相の軌跡は円錐状の波頭の場合のような円ではなくて一組の直線107である。

より良い円錐状波頭近似は、以下にまず第11a図、第11b図、第12図に関連して示す本発明の実施例によつて得られる。この実施例では、トランスマッタ信号あるいは時間シフトされたエコー信号の位相角は、トランジューサ群の中央では対応する素子の位置の2次駆動であり、端部では直線関数である。 θ 方向での対応する位相角分布は、放射表面34をトランジューサ装置の断面に關し第11b図に示されたような形状にすることによつて得られる。第11b図中の線37は好ましくは双曲線である。この種の曲線は中央領域127では円で端部では直線である。本実施例で得られる改良点は、第11a図に示された一定位相の軌跡106が丸い角を持つようになつた

という事実によつて示されている。

第9a図、第11-a図に示した実施例におけるトランジューサの放射群の方が第4図に示した実施例のそれよりもより広い領域を有しているといふことが注意されるべきである。この広い領域のために、より高い分解能を得るために必要なより大きいアパチャが得られる。

上述の実施例においても、前に述べた実施例の場合と同様に、トランジューサの放射群の内側の部分がより大きい振幅を持ち、そこに受信されたエコー信号が受信時により大きい重みづけ係数と相乘され、それによつて短射程場（ショート・レンジ・フィールド）の改良が図れる。

第2図のようにゆるく集束された超音波ビーム23を得るための第4図に示したような群21と素子31-34の形状については、まず第18図と第19図に関連して説明する。トランジューサ群が効果的なゆるい集束効果を行なうのは、その幅 w と長さ l が波長の15ないし30倍のときである。波頭の曲率半径 R （第19図）は被検物

体の深さの半分にはゞ等しくされ、好ましくはいくらかそれより小さいのがよい。4個の素子を含むトランジューサ群の場合には、個々の素子の幅は、隣接する素子から放射される波の間の位相が 90° よりもそれほど大きくならないようにとられる。もしこれらの曲率半径と位相差の値が上記の値を越えると、それに応じてビームの形状に障害が現われ、従つて横方向分解能も劣化する。しかしながら、本発明に従うゆるい集束は、少なくとも原理的には 30° と 180° の間の位相差で得られる。

次に、トランジューサ素子の形状を具体例(第18図と第19図)について説明する。第18図に示されたように、群の内側の2個の素子は位相 0° で送信し、外側の2個の素子は位相 90° で送信する。第19図と弦の定理から次の式(1)が得られる。

$$d_1^2 = 2R \cdot \Delta \quad \dots (1)$$

ここで、 d_1 は所要の 90° の位相差を得るために横方向シフト、Rは波頭の曲率半径そして

90° の位相差に対する距離である。いまの場合波長をλとすると、式(2)となる。

$$\Delta = \frac{\lambda}{4} \quad \dots \dots (2)$$

もしRを80mm(被検物体の深さの約半分)とし、λを0.75mm(この波長は2MHzの周波数に対応する)とすると、 d_1 は5.48mmとなる。素子はトランジューサ群の中心から距離 $d_2 = 6$ mmのところにあるとする。この d_2 の値は前に計算した距離 d_1 にはゞ等しい。

第13図は、本発明に従う超音波像形成システムのプロック回路図であつて、第11a図に示したように、送信および受信のために7素子のトランジューサ群を用いている。第13図のプロック回路図は、第3図に示されたようなトランジューサ構成体38、タイミング発生器131、タイミング発生器131から送り出されるタイミング信号132、トランスマッタ信号発生器133、トランスマッタ信号発生器133からライン135を通して素子セレクタ駆動スイッチ138へ供給

されるトランスマッタ信号134、タイミング発生器131に接続されたスイッチ138を制御するための素子カウンタおよびデコーダ136、トランジューサ群から送り出されるエコー信号142、エコー信号レシーバ143、エコー信号レシーバ143の出力における組合されたエコー信号144、時刻感知増幅器145、検出器146、信号プロセッサ147、プロセッサ147の出力信号148、X偏角発生器151、Y偏角発生器151によって与えられる偏角信号154、Yステージ駆動発生器152、Yステージ駆動発生器152から送り出されるステージ駆動信号155、3つの入力X、Y、Zを有するオツシロスコープ156を示している。

タイミング発生器131は周期的なタイミングパルス132を発生して超音波信号の送信をトリガし必要な正弦信号を発生させる。トランスマッタ信号発生器133では4つの電気的トランスマッタパルス121-124(第14図参照)が発生される。3つの信号122、123、124は、

0° の位相を持つ信号121に対して $+30^\circ$ 、 $+100^\circ$ 、 $+180^\circ$ の機送信号位相に対応した位相進みを有している。これらのトランスマッタ信号はライン134上へ送り出される。素子セレクタ駆動スイッチ138中において、トランスマッタ信号は7本の供給ラインへ与えられる。それらのライン上でのトランスマッタ信号は $+180^\circ$ 、 $+100^\circ$ 、 $+30^\circ$ 、 0° 、 $+30^\circ$ 、 $+100^\circ$ 、 $+180^\circ$ の位相を有している。素子カウンタおよびデコーダ136はスイッチ138を通して送信あるいは受信のために所要の7個の素子を駆動する。各パルスの後、第11a図における形状は、L方向に1素子分シフトされたものになる。同時に、トランスマッタ信号は供給ライン上で周期的に別の位相と相互交換され、各素子が正しい位相を有する対応したトランスマッタ信号を得る。エコー信号142は7個のスイッチオンされた素子からエコー信号レシーバ143へ到達する。そこで、それらの信号はそれぞれ異なる遅延を与えられ、異なる重みづけ係数と相乗され、そして加え合わされる。レシ-

ペ143の出力信号144は、被検組織での減衰を補償する時刻感知増幅器145を通る。信号は次に検出器146によつて駆流され、プロセッサ147を通つてオシロスコープ156のX入力へ与えられる。プロセッサ147は検出器146から送り出される信号のダイナミックレンジを圧縮する。

X偏向発生器151は、最後のパルスが送り出されてからの時間経過に比例した電圧を発生する。Yステージ周波数発生器152はトランジシューサのスイッチオンされている群の中心軸の位置に比例した電圧を発生する。

トランスマッタ信号発生器133の構成と作動についてはまず第14図と第15図を参照しながら説明する。タイミングパルス132はパルス状高周波発生器161をトリガし、その発生器161の出力信号162(パルス状搬送信号)は位相0°、30°、100°、180°を持つ4つの信号を得るようタップ遅延ライン163中で遅延される。これらの信号は重みづけ装置164-167中で対

応した重みづけ係数と相乗される。

第16図はエコー信号レシーバを詳細に示している。エコー信号142は重みづけ装置171-177中で対応した重みづけ係数と相乗される。それらは位相シフタ181-185によつて遅延を与えられ、加算器186中で加え合される。

第13図のシステム中の素子セレクタ駆動スイッチ138の好ましい実施例の基本的原理をまず第17図について説明する。第13図の装置は7素子の群を用いているが、簡単のためにここでは4素子を含むトランジシューサ群の場合について原理を説明する。第17図に示されたスイッチングダイアグラムは、4トランジシューサ素子群のトリガとシフトを行なうために用いることができる。各群のうちの内側の2個の素子(例えば1群の素子32と33)は第5図のようなトランスマッタ信号41でトリガされ、2個の外側の素子(例えば1群中の素子31と34)は第5図のようなトランスマッタ信号42でトリガされる。第17図において、トランジシューサ素子は対応する電極

セグメント31、32、33等で示されている。スイッチ手段191によつて、トランジシューサ素子は周期的に4本の供給ライン192-195へ接続される。これら4本のラインはスイッチ手段196を通して2本の供給ライン197と198へ接続される。この2本の供給ライン197と198には第5図のような振幅と位相を有するトランスマッタ信号41と42が供給される。第17図は2つの引続くトランジシューサ群I(実線)、II(点線)に対するスイッチ位置を示している。スイッチ手段191を制御する装置には説明は不要であろう。スイッチ手段196では、新しいII群を駆動するためには、各スイッチ(例えば213)はその前のI群を駆動するために上側のスイッチ(例えば212)が前に占めていた位置と同じ位置におかれる。最も上にあるスイッチ211は最も下のスイッチ214が前に占めていた位置におかれる。スイッチ手段の電子設計が適切なら、送信と受信用に同じスイッチを用いることができる。送信と受信に別の電子スイッチを用いる必要があ

る場合には、送信と受信とに別々になつた供給ラインを用いて第17図の回路と同じものをもう1つ用意すればよい。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、既に述べた従来の超音波像形成システムのトランジシューサ装置の斜視図である。

第2図は、トランジシューサ群の放射特性の断面を、第1図の装置におけるトランジシューサ群のゆるく集束される放射特性と比較して示している。

第3図は、第1図のトランジシューサ装置のトランジシューサ構成体の好ましい実施例の断面図である。

第4図は、第3図に示された構成体のトランジシューサ群の裏面図を4個のトランジシューサ素子の耦合について示している。

第5図は、第3図のトランジシューサ群の電極セグメントへ印加されるトランスマッタ信号の波形を示す。

第6図は、第3図の構成体中の放射表面の、第

1図のQ面に平行な断面図であつて、表面は超音波ビームをQ面にゆるく集束させるために適した形状を有している。

第7図は、第3図の構成例の裏面を示しており、そこにおいては第6図の凹面になつた表面の代りに平坦な放射表面を用いてQ方向でのゆるい集束が得られるようになっている。

第8-a図、第8-b図および第8-c図は、順次周期的に選択されるトランジューサ群の好ましい形状を示している。

第9-a図は、トランジューサ群の裏面を示しており、上記群は電極セグメントを含み、超音波像形成システムの第2の実施例に用いられている。

第9-b図は、第9-a図のトランジューサ群の放射表面の形状を示す断面図である。

第10図は、第9-a図のトランジューサ群の電極セグメントに供給されるトランスマッタ信号の波形図である。

第11-a図は、超音波像形成システムの好ましい実施例に用いられる7個の電極セグメントを有

するトランジューサ群の裏面図である。

第11-b図は、第11-a図に示したトランジューサ群の放射表面の好ましい形状を示した断面図である。

第12図は、本発明に従つて第11-a図のトランジューサ群の電極セグメントへ印加されるトランスマッタ信号の波形図である。

第13図は、超音波像形成システムの好ましい実施例を示すプロック図である。

第14図は、第13図に示したシステム中のトランスマッタ信号発生器を示すプロック図である。

第15図は、タイミング発生器(第13図)によつて発生されるタイミングパルスと、タイミングパルスから取り出されたパルス状正弦波の波形図である。

第16図は、第13図に示したシステム中のエコー信号レシーバを示すプロック図である。

第17図は、第13図に示したシステム中の素子セレクタ駆動スイッチの好ましい実施例の原理を示す。第13図に示されたシステムは各々7個

の素子を有する群を含んでゐるが、簡単のために第17図では4個の素子しか含んでいないトランジューサ群の場合についてその原理を示してい

る。

第18図および第19図は、トランジューサ

群の形状とその素子を示している。

代理人 浅村皓

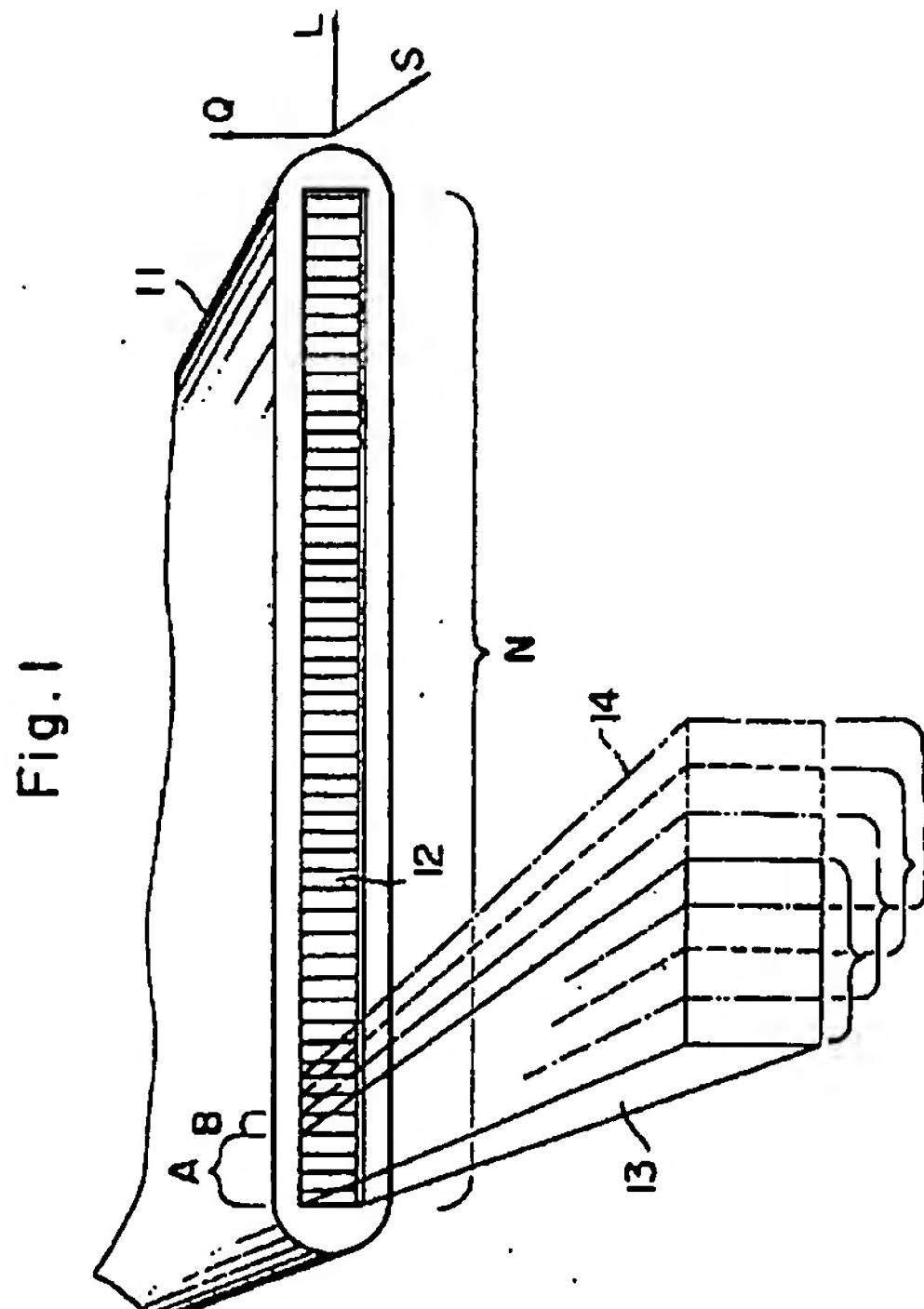


Fig. 2

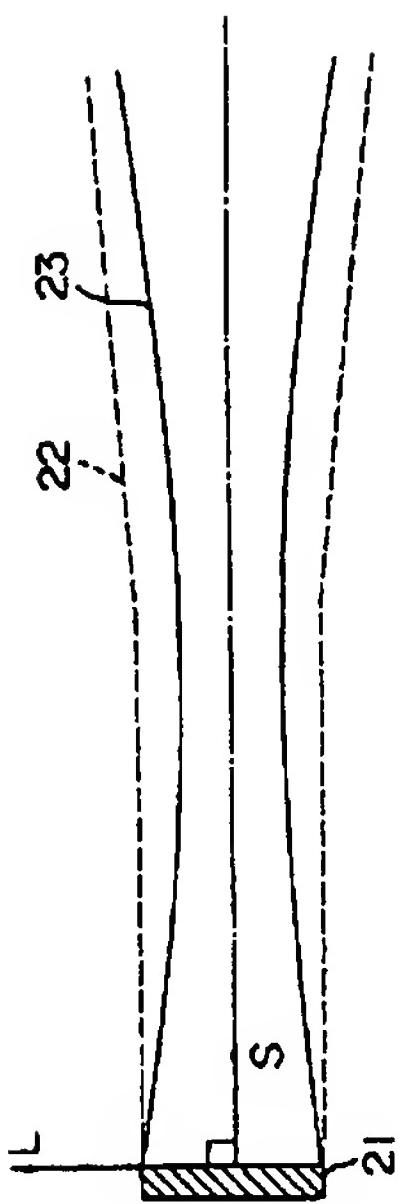


Fig. 3

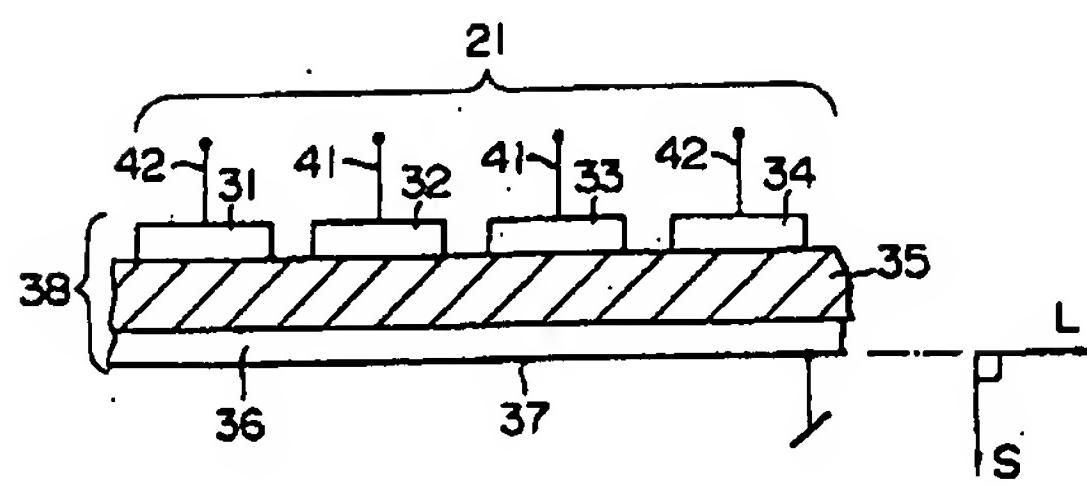


Fig. 4

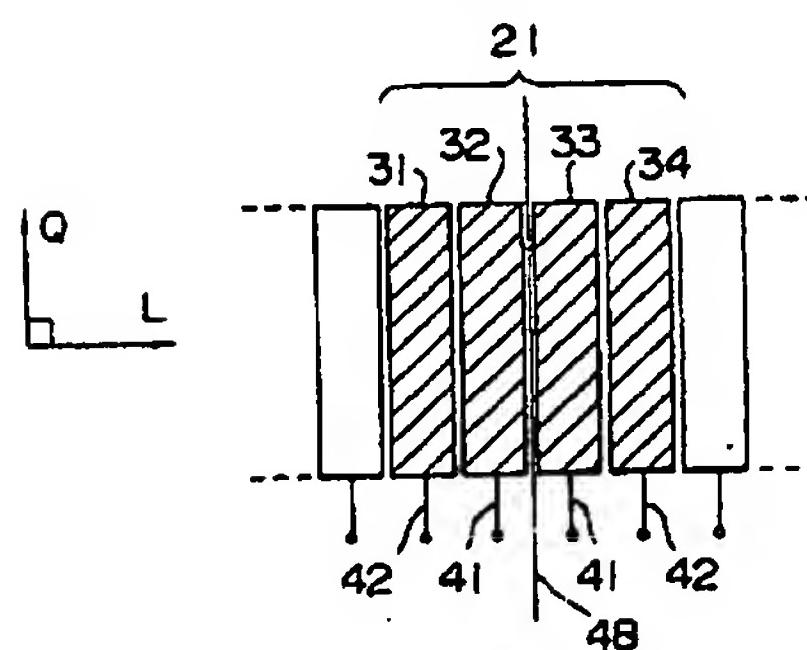


Fig. 5

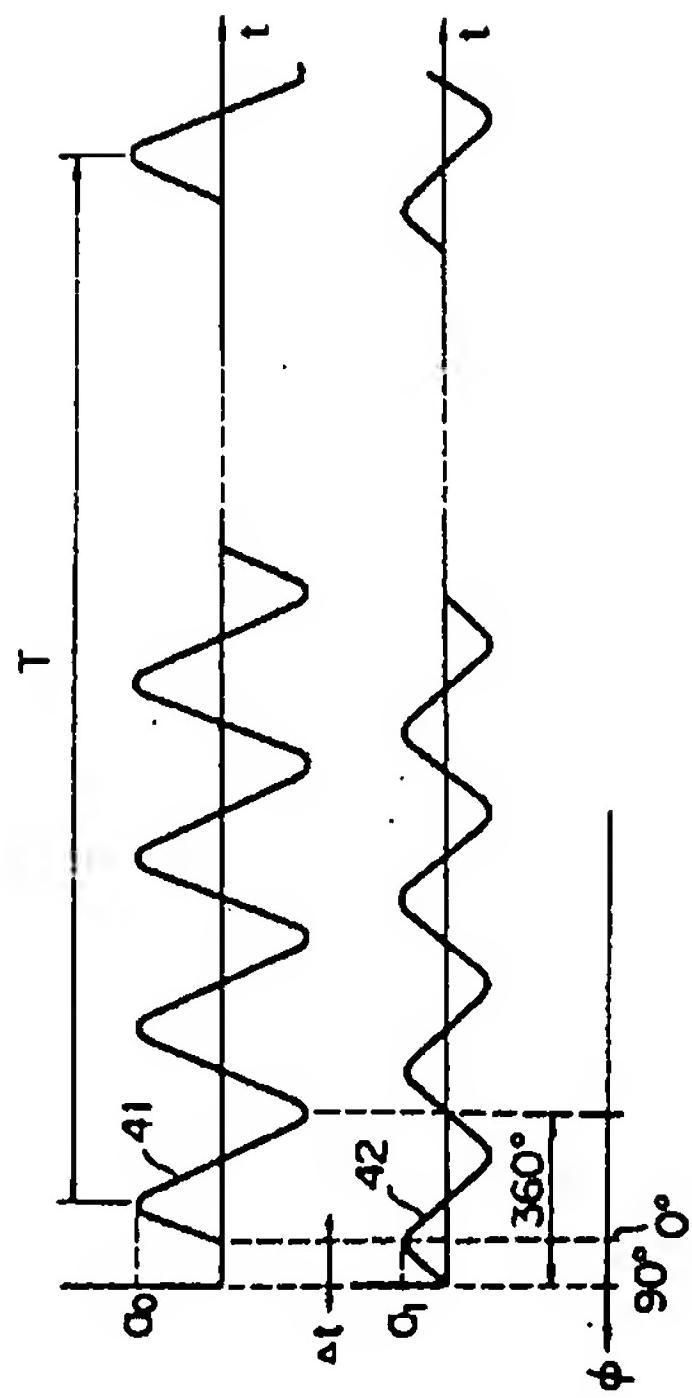


Fig. 6

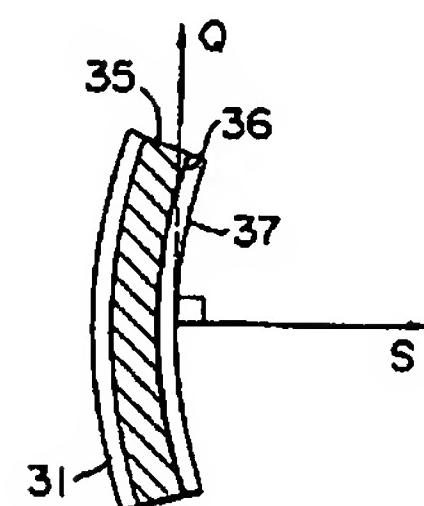
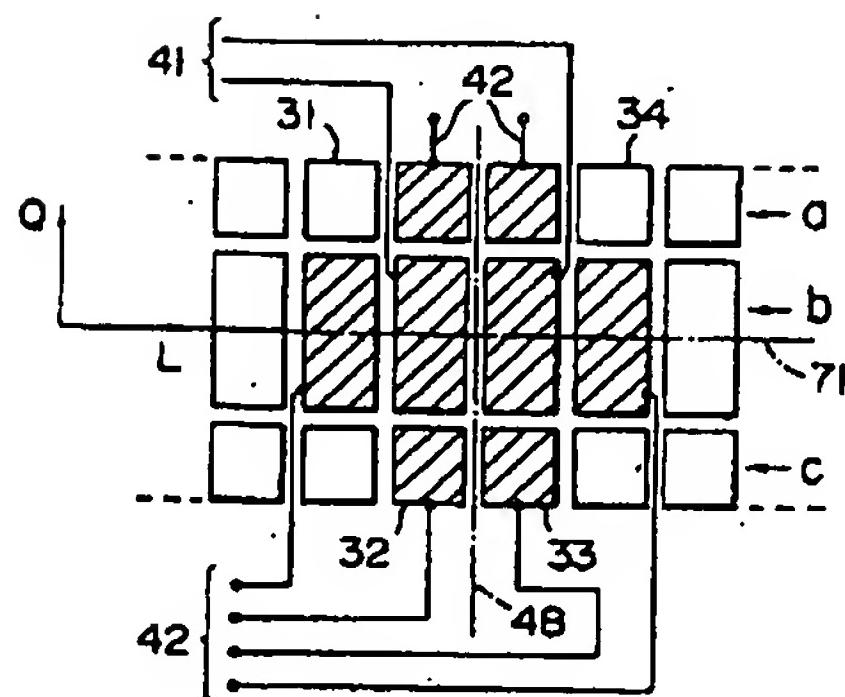
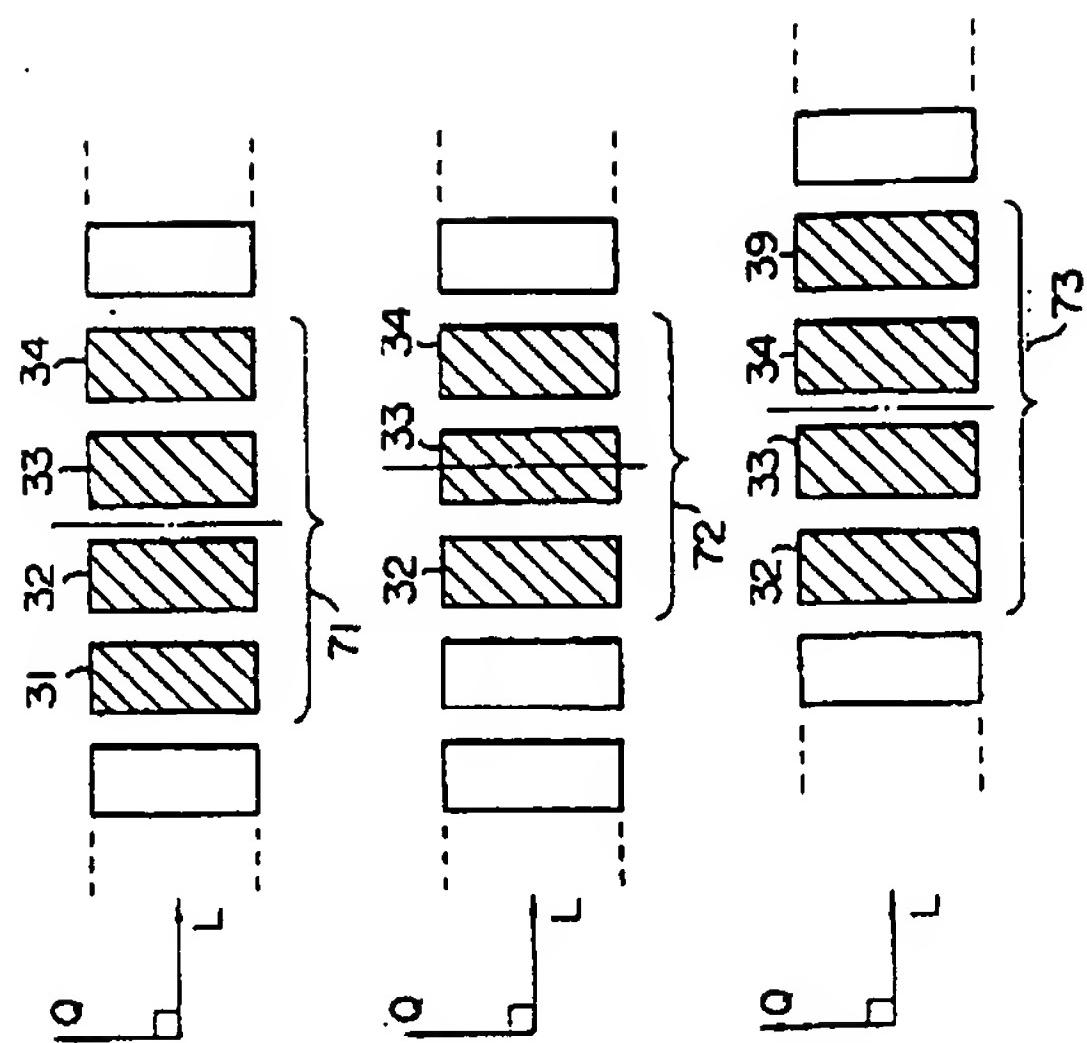


Fig. 7





88
Eid.

Fig. 8b

Fig. 8c

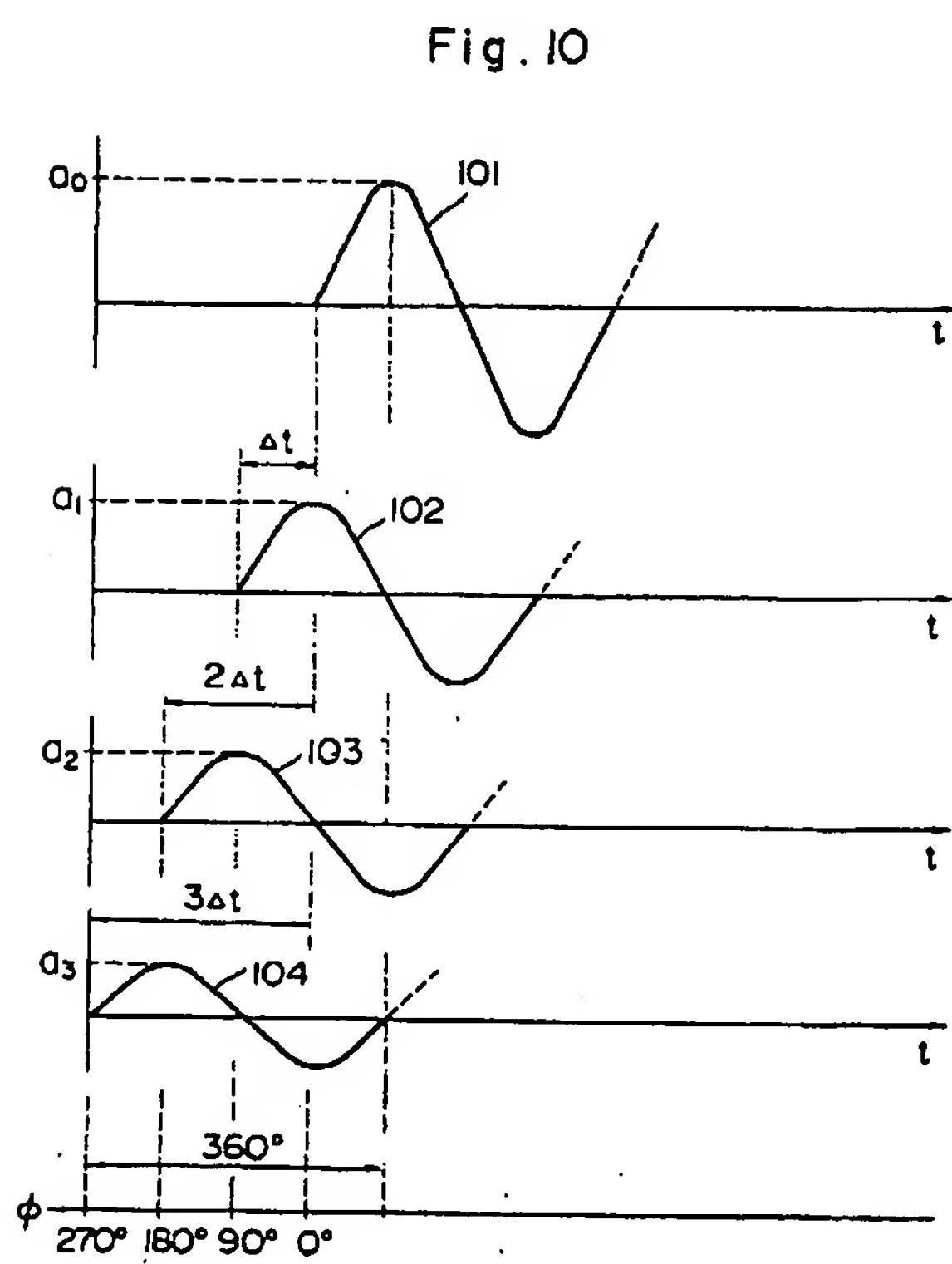


Fig. 10

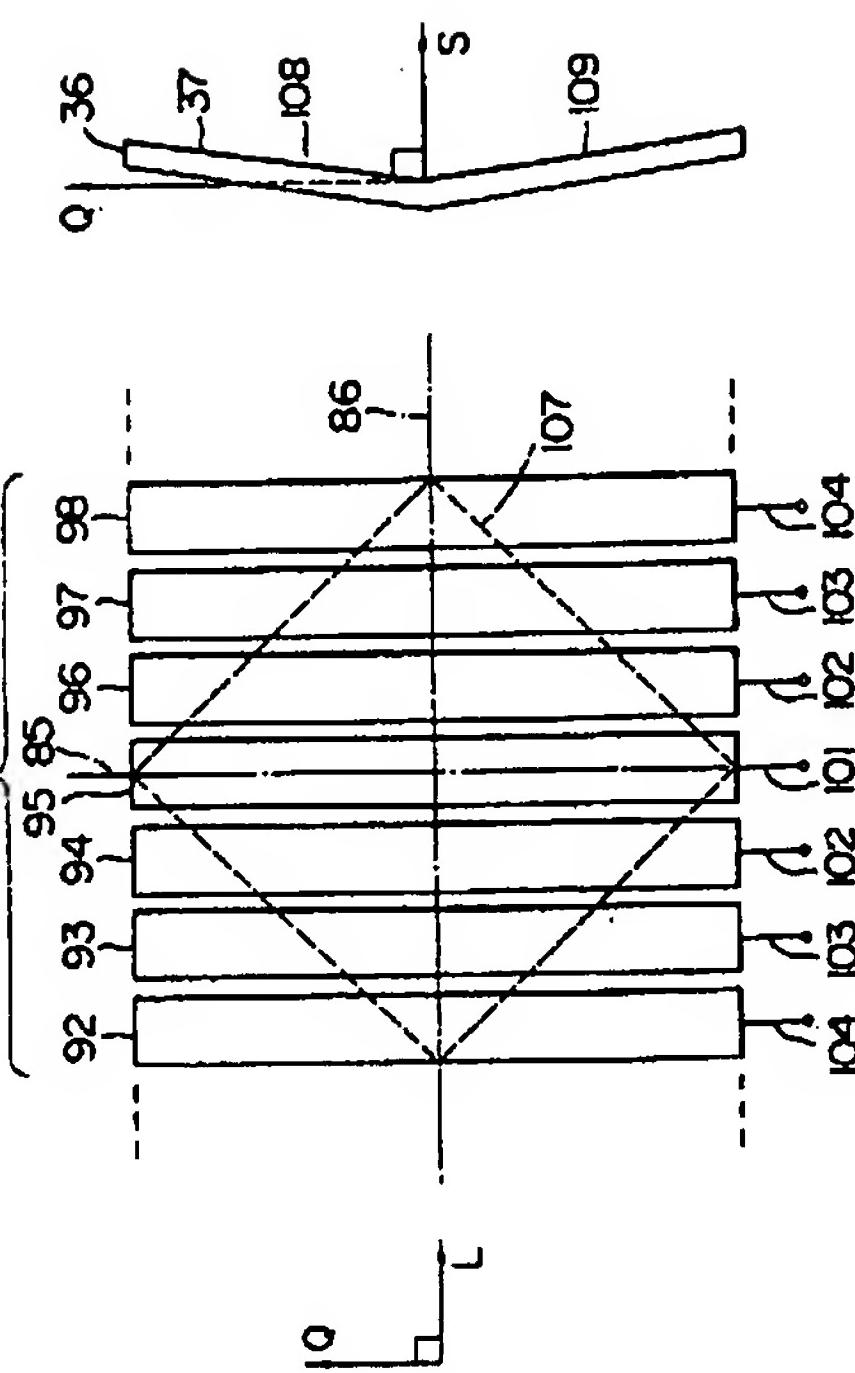
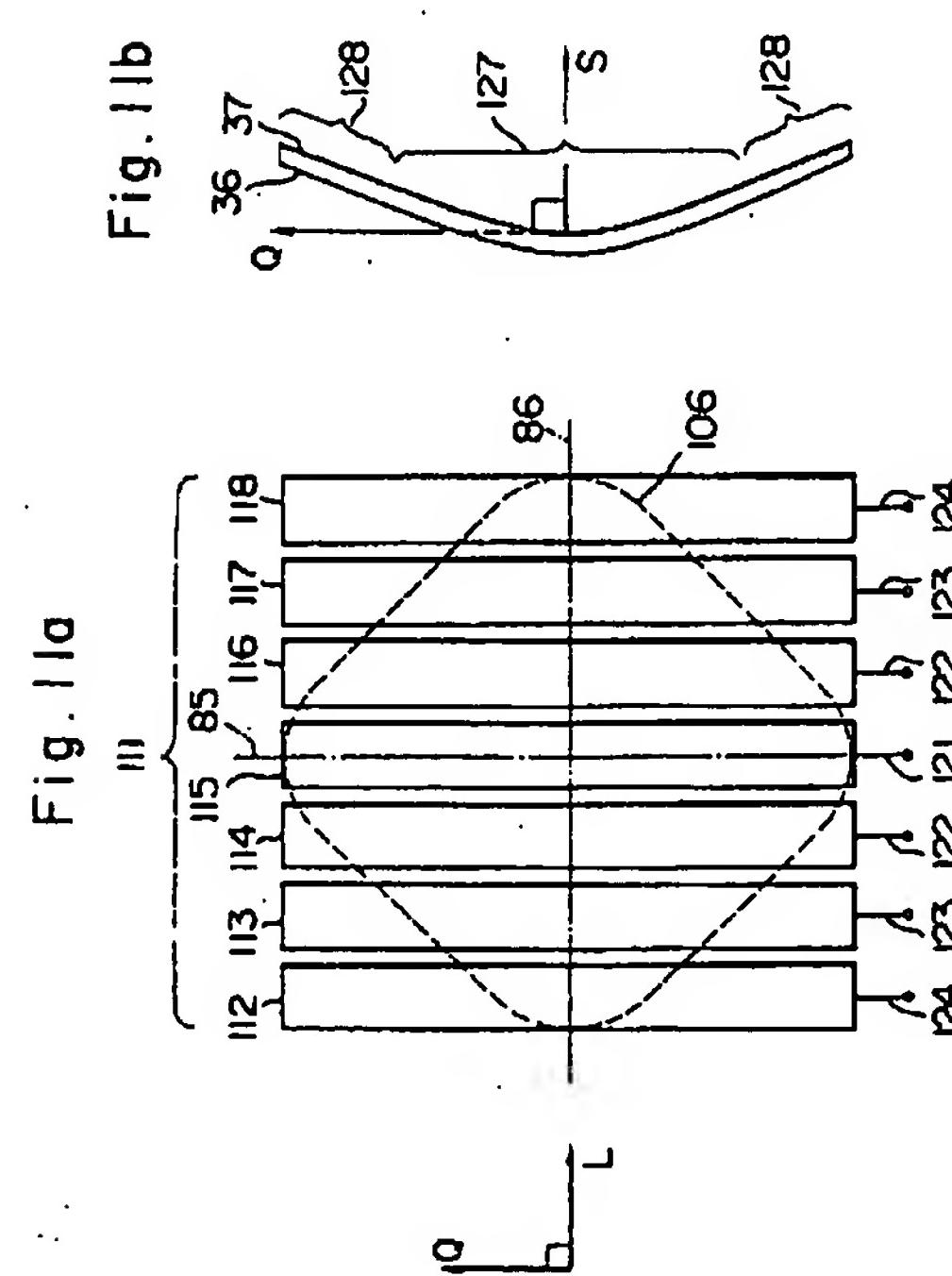


Fig. 9a
Fig. 9b



Eig 11b

Fig. 1D

Fig. 12

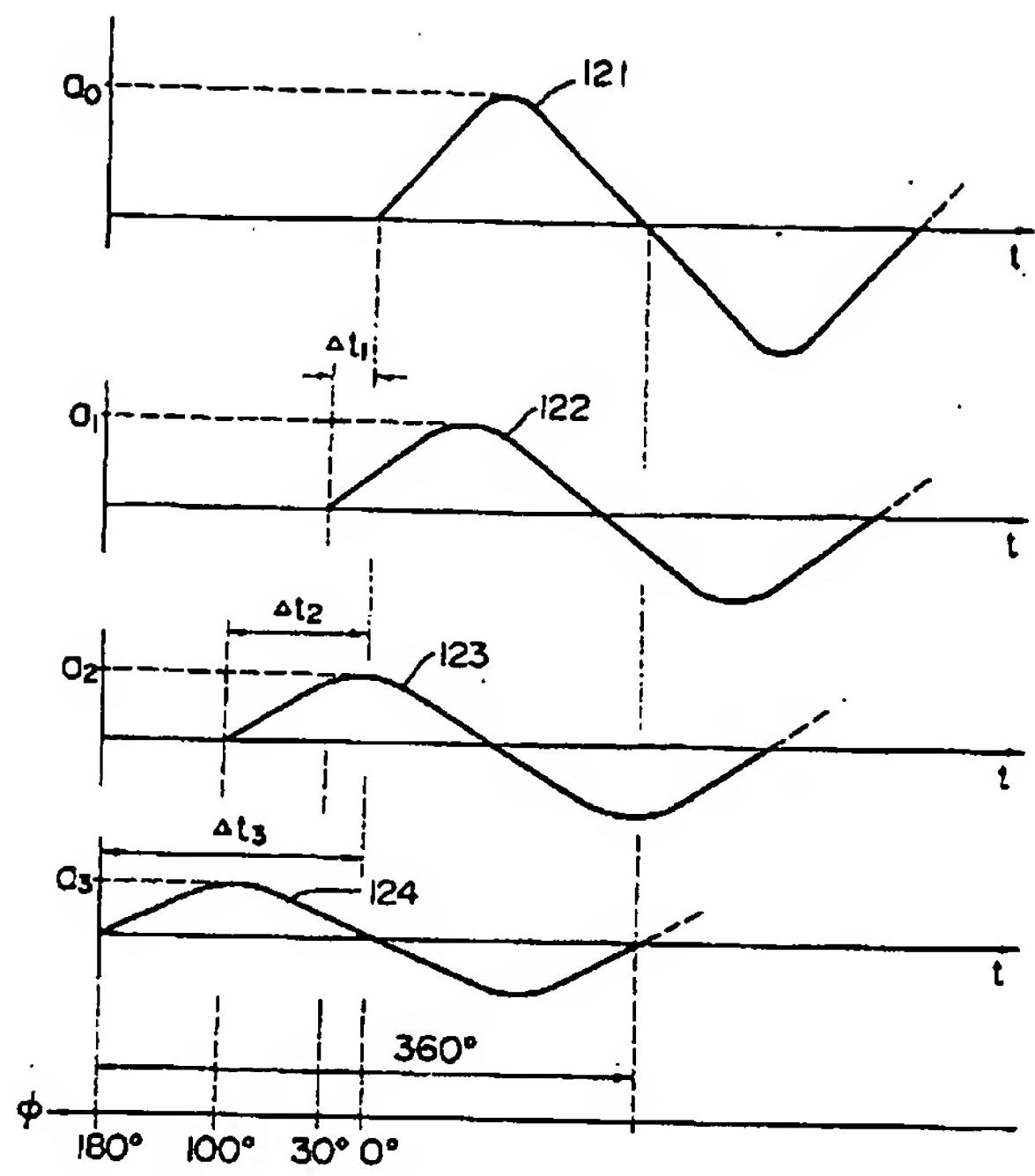


Fig. 13

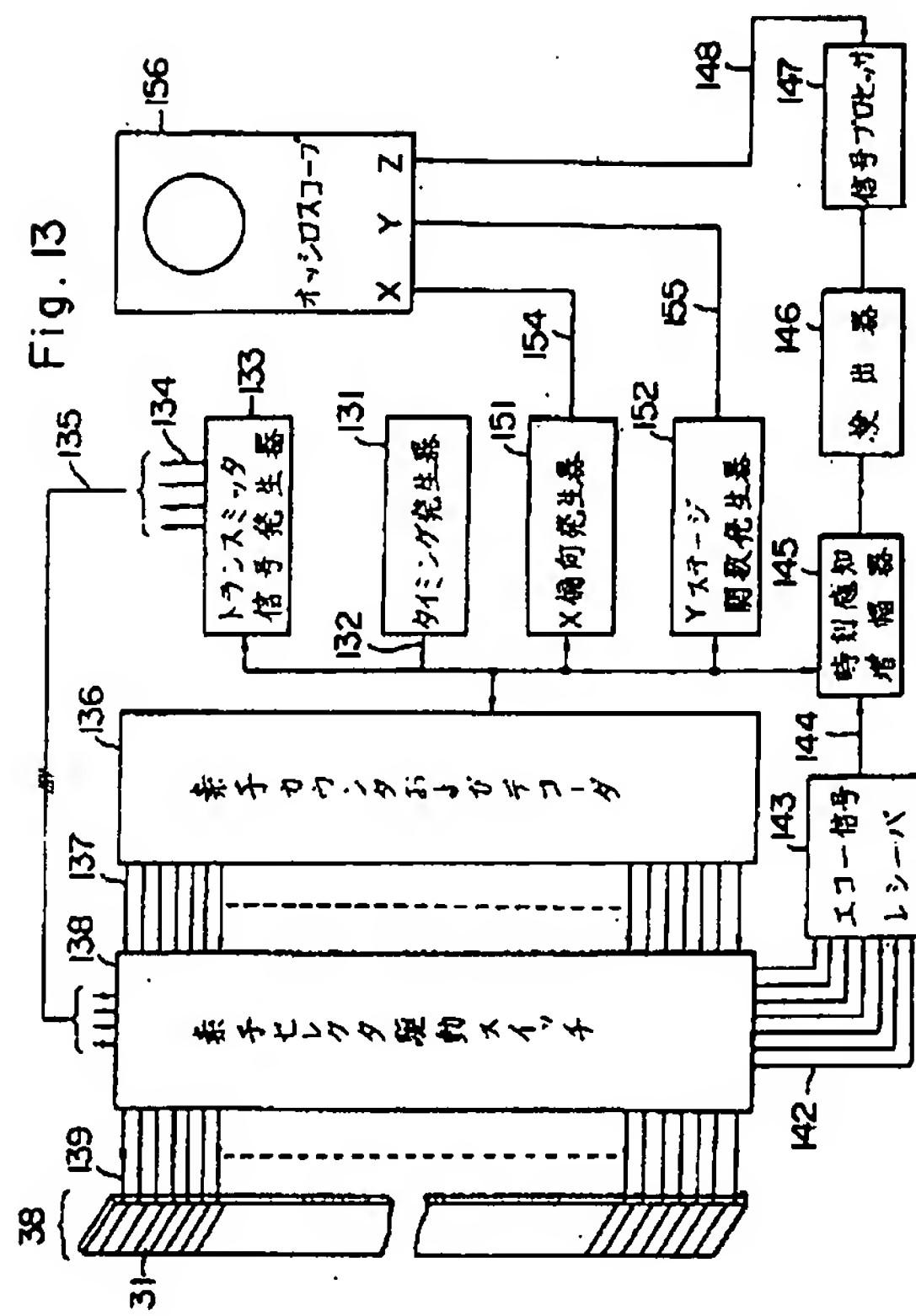


Fig. 14

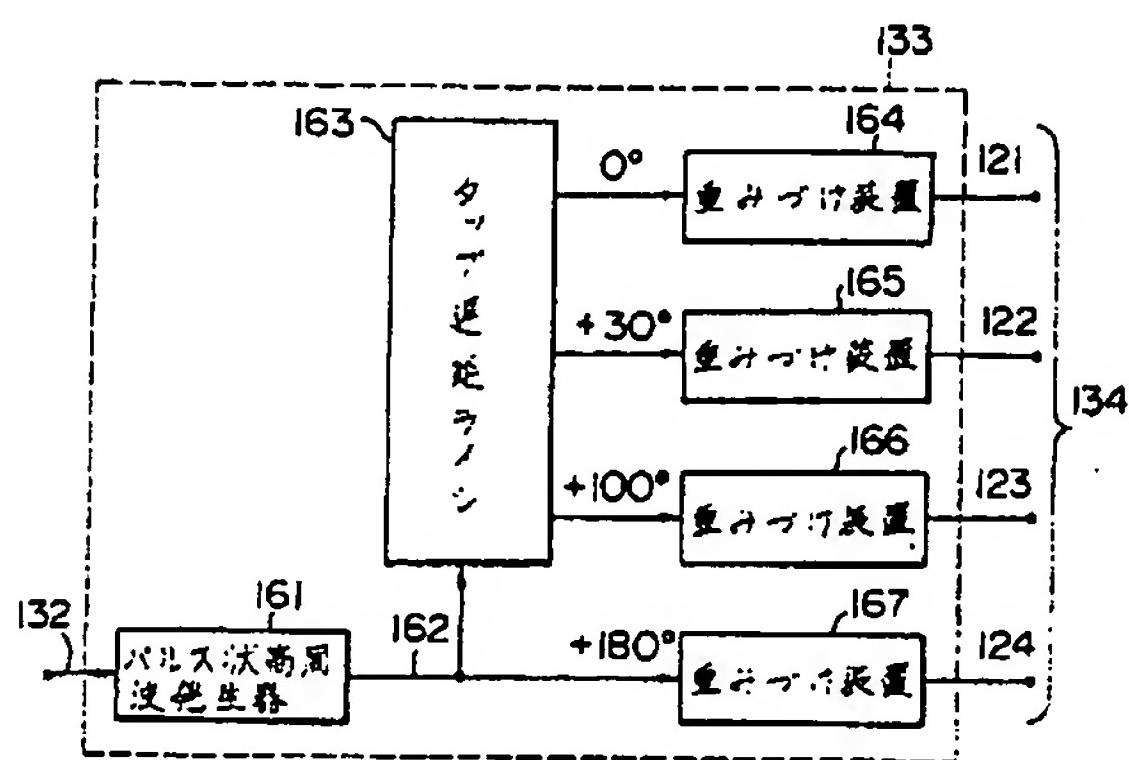


Fig. 16

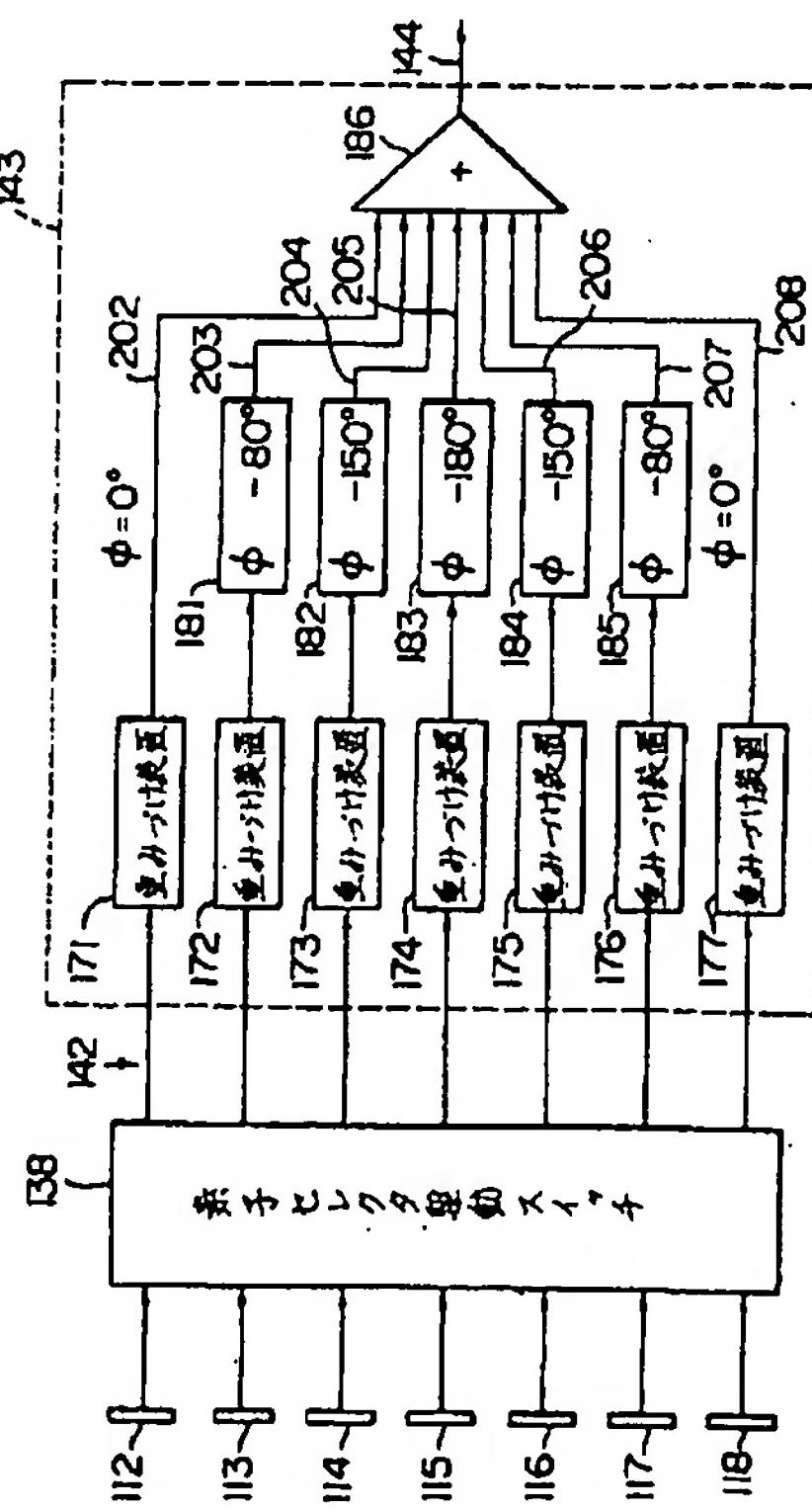


Fig. 15

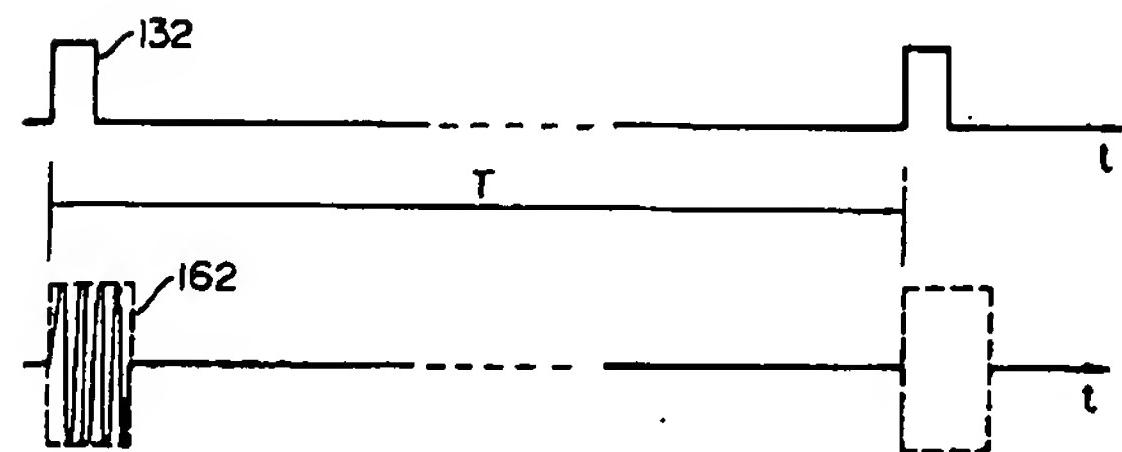


Fig. 17

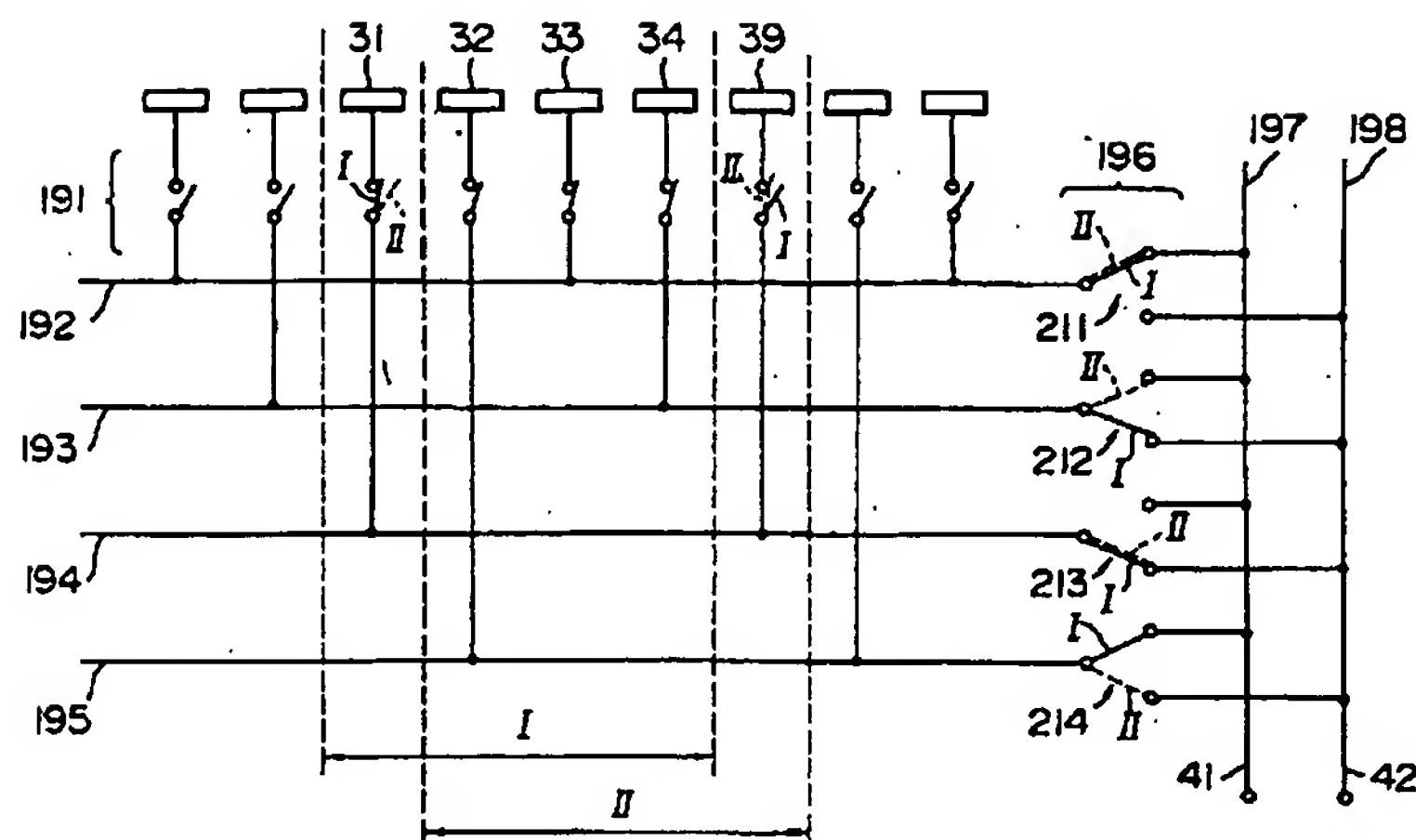


Fig. 18

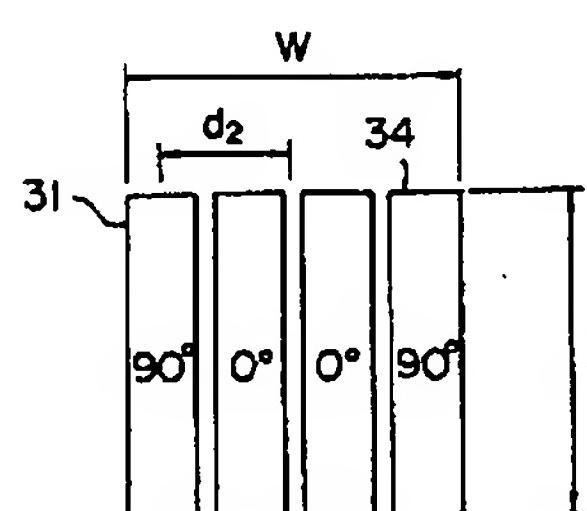


Fig. 19

